

# Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/EP04/013786

International filing date: 03 December 2004 (03.12.2004)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: DE  
Number: 103 57 334.8  
Filing date: 05 December 2003 (05.12.2003)

Date of receipt at the International Bureau: 04 February 2005 (04.02.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland  
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung  
einer Patentanmeldung**

**Aktenzeichen:** 103 57 334.8

**Anmeldetag:** 05. Dezember 2003.

**Anmelder/Inhaber:** Prof. Dr. med. Dietrich H. W. Grönmeyer,  
45549 Sprockhövel/DE

**Bezeichnung:** MR-kompatibles medizinisches Implantat

**IPC:** A 61 F, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 22. Dezember 2004  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
Der Präsident  
Im Auftrag

Strenge

MR-kompatibles medizinisches Implantat

5 Die Erfindung betrifft ein medizinisches Implantat oder Instrument, insbesondere eine Gefäßendoprothese, mit einem deformierbaren Strukturteil. Außerdem betrifft die Erfindung ein MR-Bildgebungsverfahren zur Erzeugung eines Bildes eines im Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes befindlichen Patienten mit einem solchen medizinischen Implantat.

10 Gefäßendoprothesen (so genannte "Stents") und andere medizinische Implantate oder Instrumente, die ein deformierbares Strukturteil aufweisen, wie z. B. intravaskuläre Filtersysteme, sind aus dem Stand der Technik bekannt. Das Strukturteil wird bei Stents üblicherweise durch gitterförmig angeordnete Metallfilamente gebildet, die zur Abstützung und/oder zur Glättung einer  
15 geschädigten Koronargefäßwand eingesetzt werden. Ein Stent wird – ähnlich wie bei einer PTCA-Behandlung – mittels eines Ballonkatheters im Bereich der geschädigten Stelle des zu behandelnden Gefäßes positioniert. Stents werden hauptsächlich eingesetzt, um akute Gefäßverschlüsse oder Restenosierungen nach PTCA-Behandlungen zu verhindern. So genannte Stent-Grafts werden zur  
20 Behandlung von Aneurysmen eingesetzt.

Die diagnostische Bildgebung von Bereichen in der Umgebung eines Stents oder eines ähnlichen medizinischen Implantats mittels magnetischer Resonanz (MR) erweist sich oft als problematisch. Dies kann zum einen darauf zurückzuführen sein, dass das Strukturteil des im Körper des untersuchten  
25 Patienten befindlichen Implantats aus paramagnetischem Material besteht. Durch die magnetische Suszeptibilität des Implantats wird das Magnetfeld in der

ansonsten diamagnetischen Umgebung des Implantats verzerrt, so dass in den aufgenommenen Bildern Artefakte entstehen. Diese artefaktbehafteten Bilder sind dann für diagnostische Zwecke zumeist nicht brauchbar. Medizinische Implantate und Instrumente, die ein aus metallischen Filamenten bestehendes Strukturteil aufweisen, haben zudem den Nachteil, dass die gitter- oder netzartige Struktur bei der MR-Bildgebung als Faraday-Käfig wirkt, so dass die bei der MR-Bildgebung eingestrahlten Hochfrequenzfelder nicht in das Volumen innerhalb des Implantates eindringen. Aufgrund dieser Abschirmung bleibt das Innere eines herkömmlichen Stents bei der MR-Bildgebung nachteiligerweise oft unsichtbar. Nachteilig ist dies insbesondere, weil verhindert wird, dass mittels MR-Bildgebung eine Restenosierung im Inneren eines Stents frühzeitig diagnostiziert werden kann.

Aus der US 2002/0188345 A1 ist ein MR-kompatibler Stent bekannt, dessen deformierbares Strukturteil aus Metallfilamenten besteht, die an bestimmten Stellen Unterbrechungen aufweisen, so dass in sich geschlossene Strompfade innerhalb der Gerüststruktur unterbunden werden. Durch die Verhinderung von Wirbelströmen wird damit erreicht, dass der Stent nicht als Faraday-Käfig wirken kann. Die bei der MR-Bildgebung eingestrahlten Hochfrequenzfelder können also keine Wirbelströme in der Gerüststruktur des Stents induzieren, und eine MR-Bildgebung auch des Inneren des Stents wird ermöglicht.

Nachteilig ist bei dem aus der genannten US-Offenlegungsschrift vorbekannten Stent allerdings, dass dessen Herstellung extrem aufwendig und teuer ist. Damit die strukturelle Integrität des Stents nicht leidet, müssen nämlich die zur Unterbindung von Wirbelströmen angebrachten Unterbrechungen mit geeignetem elektrisch nicht leitfähigem Material überbrückt werden. Hierzu kommen Klebstoffe, Kunststoffe oder Ähnliches in Frage. Damit die mit Unterbrechungen versehenen Metallfilamente außerdem eine ausreichende Stabilität bei Scherbelastungen aufweisen, müssen die Unterbrechungen bei dem vorbekannten Stent zusätzlich eine spezielle Formgebung aufweisen, die in der genannten US 2002/0188345 A1 im Einzelnen beschrieben ist. Die Herstellung dieser speziell geformten Unterbrechungen ist besonders aufwendig und technologisch schwierig. Nachteilig ist bei dem vorbekannten Stent ferner, dass keinerlei Vorkehrungen getroffen sind, um die oben erwähnten

Suszeptibilitätsartefakte in den mittels MR-aufgenommenen Bildern zu minimieren.

Davon ausgehend liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein medizinisches Implantat oder Instrumente, insbesondere einen Stent, derart weiter zu bilden, dass eine MR-Bildgebung aus der Umgebung des im Körper eines Patienten befindlichen Implantats möglich ist, wobei das Implantat möglichst einfach aufgebaut und zu geringen Kosten herstellbar sein soll.

Diese Aufgabe löst die Erfindung ausgehend von einem medizinischen Implantat der eingangs genannten Art dadurch, dass das Strukturteil zwei- oder mehrschichtig aufgebaut ist, wobei die Schichten unterschiedliche elektrische und/oder magnetische Eigenschaften haben.

Die MR-Kompatibilität des erfindungsgemäßen medizinischen Implantates resultiert aus dessen mehrschichtigem Aufbau. Dadurch dass gemäß der Erfindung die einzelnen Schichten unterschiedliche elektrische und/oder magnetische Eigenschaften haben, kommt es zu einer weitgehenden Kompensation der Eigenschaften der einzelnen Schichten, die sich ohne die erfindungsgemäße Kompensation negativ bei der Aufnahme von MR-Bildern auswirken würden.

Der mehrschichtige Aufbau hat vor allem den Vorteil einer besonders einfachen und kostengünstigen Herstellbarkeit des erfindungsgemäßen medizinischen Implantates. Das deformierbare Strukturteil eines gemäß der Erfindung aufgebauten Stents kann beispielsweise aus zwei Rohrteilen mit unterschiedlichen Durchmessern bestehen, die coaxial ineinander angeordnet sind. Dabei kann jedes einzelne Rohrteil, wie bei herkömmlichen Stents, beispielsweise mittels eines Lasers durch Herausschneiden einer Gerüststruktur aus einem durchgehenden Rohr derart strukturiert werden, dass die beiden Rohrteile die gewünschten unterschiedlichen elektrischen Eigenschaften haben. Nach der Strukturierung der Rohrteile können diese ineinander angeordnet und unter Verwendung eines geeigneten Klebers miteinander verklebt werden. Genauso gut können die Rohrteile zuerst ineinander angeordnet und miteinander verklebt werden und erst danach mittels eines Lasers oder sonst

wie in der erfindungsgemäßen Weise strukturiert werden. Unterschiedliche magnetische Eigenschaften ergeben sich durch geeignete Wahl der Materialien für die beiden Rohrteile.

Ähnlich wie bei herkömmlichen Stents weist das Strukturteil des  
5 erfindungsgemäßen medizinischen Implantats bzw. Instrumentes zweckmäßigerweise eine durch eine Mehrzahl von miteinander verbundenen metallischen Streben gebildete, ausdehnbare Gerüststruktur auf. Damit die gewünschte MR-Kompatibilität gewährleistet ist, kann die Gerüststruktur, beispielsweise durch Durchtrennung einzelner Streben, Unterbrechungen  
10 aufweisen, derart, dass in sich geschlossene Strompfade innerhalb einzelner Schichten des Strukturteils vermieden werden. Dadurch werden bei der MR-Bildgebung auftretende Wirbelströme wirksam verhindert, so dass das erfindungsgemäße medizinische Implantat die eingestrahlten Hochfrequenzfelder nicht abschirmt. Dabei ergibt sich eine besonders sinnvolle  
15 Weiterbildung dadurch, dass sich die Unterbrechungen in unterschiedlichen Schichten des Strukturteils jeweils an unterschiedlichen, nicht direkt übereinanderliegenden Positionen befinden. Dadurch dass an einer Position, an der sich in einer Schicht eine Unterbrechung befindet, in einer anderen Schicht keine Unterbrechung vorgesehen ist, ist die strukturelle Integrität der  
20 erfindungsgemäßen Gesamtanordnung gewährleistet, was insbesondere bei Stents wichtig ist, damit diese den von den Gefäßwandungen aufgetragenen radialen Belastungen standhalten können. Zur Sicherstellung einer ausreichenden strukturellen Integrität ist gemäß der Erfindung ein deutlich geringerer Herstellungsaufwand nötig als dies bei der Stent-Struktur gemäß der  
25 oben zitierten Veröffentlichung der Fall ist.

Eine besonders sinnvolle Ausgestaltung des erfindungsgemäßen medizinischen Implantates ergibt sich dadurch, dass die Unterbrechungen derart angeordnet  
sind, dass innerhalb wenigstens einer Schicht ein sich von einem Endbereich  
des Strukturteils zum gegenüberliegenden Endbereich hin erstreckender  
30 durchgehender Strompfad gebildet wird. Dieser durchgehende Strompfad kann vorteilhafterweise helixförmig ausgebildet sein, so dass die einzelnen Schichten jeweils die elektrischen Eigenschaften einer Induktivität haben. Sinnvoll ist es dabei, wenn die innerhalb unterschiedlicher Schichten des Strukturteils

gebildeten durchgehenden Strompfade miteinander verbunden sind, so dass sich die Induktivitäten der einzelnen Schichten je nach Bedarf in geeigneter Weise zu einer Gesamtimpedanz addieren. Besonders vorteilhaft ist es, die durchgehenden Strompfade der unterschiedlichen Schichten über wenigstens eine elektrische Kapazität miteinander zu verbinden. So entsteht insgesamt eine Resonatorstruktur, die bei der MR-Bildgebung genutzt werden kann. Hierzu muss die Resonanzfrequenz der Struktur auf die Resonanzfrequenz des MR-Gerätes abgestimmt sein. Die bei der MR-Bildgebung eingestrahlten Hochfrequenzfelder werden dann nicht, wie bei herkömmlichen Stents, abgeschirmt, sondern – im Gegenteil – im Inneren des Implantats sogar verstärkt. Damit ist dann die MR-Bildgebung des Volumens innerhalb eines gemäß der Erfindung ausgebildeten Stents besonders gut möglich. Die für die Wirkung als Resonator erforderliche Kapazität kann besonders einfach durch übereinander liegende, elektrisch leitende Bereiche der Schichten des Strukturteils des erfindungsgemäßen medizinischen Implantates gebildet werden. Je nach Anwendungsfall können die innerhalb der einzelnen Schichten gebildeten durchgehenden Strompfade auch über Durchkontaktierungen in den Endbereichen des Strukturteils miteinander verbunden sein. Durch derartige Verbindungen kann gezielt die gewünschte Gesamtimpedanz des medizinischen Implantates eingestellt werden. Wenn eine möglichst große Induktivität angestrebt wird, ist es zweckmäßig, wenn die helixförmig ausgebildeten Strompfade unterschiedlicher Schichten entgegengesetzten Drehsinn haben, derart, dass sich die Induktivitäten der miteinander verbundenen einzelnen Schichten addieren und nicht etwa kompensieren.

Eine alternative Möglichkeit, durch das erfindungsgemäße Implantat bzw. Instrument eine Resonatorstruktur zu erzeugen, besteht darin, die Unterbrechungen in der Gerüststruktur derart anzuordnen, dass innerhalb wenigstens zweier übereinander liegender Schichten des Strukturteils zwei oder mehr im Wesentlichen helixförmige Strompfadabschnitte gebildet werden, wobei die Strompfadabschnitte unterschiedlicher Schichten des Strukturteils einander zumindest teilweise überdeckend angeordnet sind. Demnach weist jede einzelne Schicht zwei oder mehr hintereinander geschaltete helixförmige Strompfadabschnitte auf, die jeweils mit ihrer Induktivität zu der Gesamtinduktivität des Resonators beitragen. Die helixförmigen

Strompfadabschnitte unterschiedlicher Schichten überdecken sich dabei teilweise, so dass in den Überdeckungsbereichen Kapazitäten gebildet werden. Insgesamt ist diese Struktur nach Art eines auf dem Gebiet der Hochfrequenztechnik bekannten, so genannten Split-Ring-Resonators aufgebaut. Dabei bewirkt die Hintereinanderanordnung von zwei oder mehr helixförmigen Strompfadabschnitten, die jeweils mehrere Helixwindungen aufweisen können, dass die Gesamtinduktivität der Struktur ausreichend groß ist, damit die Resonanzfrequenz im Bereich üblicher MR-Resonanzfrequenzen von ca. 20 bis 400 MHz liegt.

Um die angesprochenen magnetischen Suszeptibilitätsartefakte bei Verwendung des erfindungsgemäßen medizinischen Implantates bei der MR-Bildgebung zu vermeiden, ist es besonders zweckmäßig, dass wenigstens zwei der Schichten des Strukturteils aus Materialien mit zueinander entgegengesetzten magnetischen Suszeptibilitäten bestehen. Demnach sollte wenigstens eine der Schichten aus einem diamagnetischen Material bestehen, während wenigstens eine weitere Schicht aus einem ferro- oder paramagnetischen Material besteht. Die entgegengesetzten Suszeptibilitäten kompensieren sich gegenseitig weitgehend, so dass die effektive Gesamtsuszeptibilität des Implantats bzw. des Instruments verringert wird. Es kommt dann nur noch in reduziertem Maße zu Verzerrungen der Magnetfelder in der Umgebung des Implantats, und entsprechende Artefakte in den aufgenommenen MR-Bildern treten vermindert auf.

Es ist zweckmäßig, dass bei dem medizinischen Implantat gemäß der Erfindung die aus elektrisch leitendem Material bestehenden Schichten des Strukturteils durch aus elektrisch isolierendem Material bestehende Schichten voneinander getrennt sind. Dadurch wird vor allem sichergestellt, dass die gewünschten unterschiedlichen elektrischen Eigenschaften der einzelnen Schichten gezielt vorgegeben werden können. Insbesondere, wenn zur Unterbindung der beschriebenen Wirkung des Strukturteils des Implantats als Faraday-Käfig gezielt Unterbrechungen in der Gerüststruktur angebracht werden, müssen elektrische Verbindungen zwischen den verschiedenen Schichten verhindert werden; da ansonsten die Unterbrechungen überbrückt und damit wirkungslos werden könnten.



Das erfindungsgemäße medizinische Implantat kann mit Vorteil bei einem MR-Bildgebungsverfahren zur Erzeugung eines Bildes eines im Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes befindlichen Patienten verwendet werden. Zur Unterdrückung von magnetischen Suszeptibilitätsartefakten kann dem Patienten während der Bildaufnahme ein paramagnetisches Kontrastmittel intravenös appliziert werden, das derart zusammengesetzt ist, dass die paramagnetische Suszeptibilität des Blutes in der Umgebung des medizinischen Implantates im Wesentlichen gleich der paramagnetischen Suszeptibilität des medizinischen Implantates selbst ist. Wenn demnach die Umgebung des medizinischen Implantates die im wesentlichen selben Suszeptibilitätseigenschaften hat wie das medizinische Implantat selbst, kommt es nicht zu lokalen Verzerrungen der magnetischen Felder. Dementsprechend treten auch keine Artefakte in den aufgenommenen MR-Bildern auf. Geeignete paramagnetische Kontrastmittel können wenigstens einen Stoff aus der Gruppe der Ferrite enthalten. Das heute allgemein übliche Kontrastmittel GdDTPA kann ebenfalls eingesetzt werden.

Ausführungsbeispiele der Erfindung werden im Folgenden anhand der Figuren erläutert. Es zeigen:

Fig. 1                      erfindungsgemäße Gefäßendoprothese im Querschnitt;

Fig. 2                      in die Zeichnungsebene abgewinkelte Darstellung der unterschiedlichen Strukturierungen der Schichten des Implantats gemäß Fig. 1;

Fig. 3                      dreidimensionale Ansicht der Koronarendoprothese gemäß Fig. 1;

Fig. 4                      Ersatzschaltbild zur Verdeutlichung der Resonatoreigenschaften des Implantats;

Fig. 5                      schematische Darstellung des erfindungsgemäßen erweiterten Split-Ring-Resonators.

Bei dem in den Figuren dargestellten medizinischen Implantat handelt es sich um einen Stent, der in den Fig. 1 und 3 als Ganzes mit der Bezugsziffer 1 bezeichnet ist. Der Stent 1 weist ein deformierbares, ausdehnbares Strukturteil mit einem zweischichtigen Aufbau aus. Eine innere Schicht 2 und eine äußere Schicht 3 sind übereinander liegend angeordnet. Die Schichten 2 und 3 des Strukturteils werden durch zwei coaxial angeordnete röhrenförmige Elemente gebildet, die in der Fig. 3 gut zu erkennen sind. Die aus elektrisch leitendem Material bestehenden Schichten 2 und 3 sind durch eine aus elektrisch isolierendem Material bestehende Zwischenschicht 4 voneinander getrennt. Dabei kann es sich beispielsweise um eine Schicht aus Klebstoff handeln, mittels welchem die ineinander coaxial angeordneten röhrenförmigen Elemente miteinander verbunden sind.

Bei dem in den Figuren dargestellten medizinischen Implantat weisen die Schichten 2 und 3, die das Strukturteil des Stents bilden, eine durch eine Mehrzahl von miteinander verbundenen metallischen Streben gebildete, ausdehnbare Gerüststruktur auf. Diese Struktur ist in den Fig. 2 und 3 zu erkennen. Die Streben sind Metallfilamente, die bei dem Ausführungsbeispiel insgesamt ein rautenförmiges Gitter bilden. Die Gerüststruktur weist Unterbrechungen 5 auf, die in der Fig. 2 durch offene Kreise symbolisiert sind. Die Fig. 2 zeigt lediglich einen Ausschnitt aus der Gesamtstruktur des Stents. Durch die Unterbrechungen 5 werden in sich geschlossene Strompfade innerhalb der Schichten 2 und 3 des Strukturteils vermieden. Anhand der in die Zeichnungsebene abgewickelten Darstellung gemäß Fig. 2 ist deutlich zu erkennen, dass sich in den Schichten 2 und 3 die Unterbrechungen 5 jeweils an unterschiedlichen, nicht direkt übereinander liegenden Positionen befinden. Dadurch wird, wie oben ausgeführt, sichergestellt, dass die strukturelle Integrität des Stents 1 insgesamt gewährleistet ist. Des Weiteren sind die Unterbrechungen 5 derart angeordnet, dass die röhrenförmigen Schichten 2 und 3 jeweils helixförmige durchgehende Strompfade aufweisen, was in den Fig. 2 und 3 durch Pfeile 6 symbolisiert ist. Die helixförmigen Strompfade 6 bilden Induktivitäten, die über elektrische Kapazitäten miteinander verbunden sind. Diese Kapazitäten werden durch die übereinander liegenden, elektrisch leitenden Bereiche der Schichten 2, 3 des Strukturteils gebildet.

Anhand des Schaltbildes gemäß Fig. 4 wird deutlich, wie die Induktivitäten und Kapazitäten miteinander verschaltet sind. Eine Induktivität 7 ist der inneren Schicht 2 des Stents 1 zugeordnet. Durch die koaxiale Anordnung der röhrenförmigen Elemente des Stents 1 entstehen Kapazitäten 8, über welche die Induktivität 7 der inneren Schicht 2 mit einer Induktivität 9 der äußeren Schicht 3 verbunden ist. Insgesamt entsteht so ein Resonanzkreis, wobei die Kapazität 8 und die durch die Strompfade 6 gebildeten Induktivitäten 7 und 9 derart aufeinander abgestimmt sind, dass die Resonanzfrequenz gleich der Resonanzfrequenz eines in den Figuren nicht näher dargestellten MR-Gerätes ist.

Die Fig. 5 zeigt schematisch die oben beschriebene Split-Ring-Struktur, die sich gemäß der Erfindung durch geeignete Anordnung der Unterbrechungen innerhalb der Gerüststruktur des Implantats erzielen lässt. In der Darstellung gemäß Fig. 5 symbolisieren die durchgezogenen Linien Strompfadabschnitte 6' innerhalb der äußeren Schicht 3 des Resonators, während die gestrichelten Linien Strompfadabschnitte 6'' darstellen, die durch geeignete Anordnung der Unterbrechungen innerhalb der Schicht 2 gebildet werden. Die Strompfadabschnitte 6' und 6'' sind jeweils helixförmig ausgebildet und umfassen jeweils zwei vollständige Helixwindungen. In der Darstellung der Fig. 5 symbolisieren vertikal ausgerichtete Linien in der Draufsicht auf die gesamte Struktur hinten liegende Abschnitte der Helixwindungen, während die schrägen Linien die vorne liegenden Helixabschnitte darstellen. In der Fig. 5 ist zu erkennen, dass in den Schichten 2 und 3 jeweils vier Strompfadabschnitte 6' bzw. 6'' hintereinander angeordnet sind, wobei die einzelnen Strompfadabschnitte jeweils durch isolierende Abschnitte 10 voneinander getrennt sind. Die Anordnung ist derart, dass sich ein isolierender Abschnitt 10 der inneren Schicht 2 etwa im mittleren Bereich eines Strompfadabschnitts 6' der äußeren Schicht 3 befindet. Dadurch ergibt sich insgesamt die einander zumindest teilweise überdeckende Anordnung der Strompfadabschnitte. So entsteht eine erweiterte Split-Ring-Struktur, die als MR-Resonator in der oben beschriebenen Weise nutzbar ist.

### Patentansprüche

1. Medizinisches Implantat oder Instrument, insbesondere Gefäßendoprothese (1), mit einem deformierbaren Strukturteil, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das Strukturteil zwei- oder mehrschichtig aufgebaut ist, wobei die Schichten (2, 3) unterschiedliche elektrische und/oder magnetische Eigenschaften haben.

2. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Strukturteil eine durch eine Mehrzahl von miteinander verbundenen metallischen Streben gebildete, ausdehnbare Gerüststruktur aufweist.

3. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Gerüststruktur Unterbrechungen (5) aufweist, derart, dass in sich geschlossene Strompfade innerhalb einzelner Schichten (2, 3) des Strukturteils vermieden werden.

4. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass sich in unterschiedlichen Schichten (2, 3) des Strukturteils die Unterbrechungen (5) jeweils an unterschiedlichen, nicht direkt übereinander liegenden Positionen befinden.

5. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Unterbrechungen (5) derart angeordnet sind, dass innerhalb wenigstens einer Schicht (2, 3) ein sich von einem Endbereich

des Strukturteils zum gegenüberliegenden Endbereich hin erstreckender durchgehender Strompfad (6) gebildet wird.

5 6. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der durchgehende Strompfad (6) helixförmig ausgebildet ist.

10 7. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Unterbrechungen (5) derart angeordnet sind, dass innerhalb wenigstens zweier übereinander liegender Schichten (2, 3) zwei oder mehr im Wesentlichen helixförmige Strompfadabschnitte (6', 6'') gebildet werden, wobei die Strompfadabschnitte (6', 6'') unterschiedlicher Schichten (2, 3) des Strukturteils einander zumindest teilweise überdeckend angeordnet sind.

15 8. Medizinisches Implantat oder Instrument nach einem der Ansprüche 5 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die innerhalb unterschiedlicher Schichten (2, 3) des Strukturteils gebildeten durchgehenden Strompfade (6) oder Strompfadabschnitte (6', 6'') miteinander verbunden sind.

20 9. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Strompfade (6) oder Strompfadabschnitte (6, 6'') über wenigstens eine elektrische Kapazität (8) miteinander verbunden sind.

10. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Kapazität (8) durch übereinander liegende, elektrisch leitende Bereiche der Schichten (2, 3) des Strukturteils gebildet wird.

25 11. Medizinisches Implantat oder Instrument nach einem der Ansprüche 7 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Strompfade (6) oder Strompfadabschnitte (6', 6'') über Durchkontaktierungen zwischen den Schichten (2, 3) miteinander verbunden sind.

12. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass die helixförmigen Strompfade (6) oder Strompfadabschnitte (6', 6'') unterschiedlicher Schichten (2, 3) entgegengesetzten Drehsinn haben.

5 13. Medizinisches Implantat oder Instrument nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Kapazität (8) und die durch die Strompfade (6) oder Strompfadabschnitte (6', 6'') gebildeten Induktivitäten (7, 9) derart aufeinander abgestimmt sind, dass ein Hochfrequenzresonator gebildet wird, dessen Resonanzfrequenz gleich der Resonanzfrequenz eines MR-  
10 Gerätes ist.

14. Medizinisches Implantat oder Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens zwei der Schichten (2, 3) des Strukturteils aus Materialien mit zueinander entgegengesetzten magnetischen Suszeptibilitäten bestehen.

15 15. Medizinisches Implantat oder Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Schichten (2, 3) des Strukturteils durch zwei oder mehr koaxial angeordnete röhrenförmige Elemente gebildet werden.

20 16. Medizinisches Implantat oder Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass aus elektrisch leitendem Material bestehende Schichten (2, 3) des Strukturteils durch aus elektrisch isolierendem Material bestehende Zwischenschichten (4) voneinander getrennt sind.

25 17. MR-Bildgebungsverfahren zur Erzeugung eines Bildes eines im Untersuchungsvolumen eines MR-Gerätes befindlichen Patienten mit einem medizinischen Implantat (1), insbesondere nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass während der Bildaufnahme ein paramagnetisches Kontrastmittel intravenös appliziert wird, das derart zusammengesetzt ist, dass die paramagnetische Suszeptibilität des Blutes in

der Umgebung des medizinischen Implantates im Wesentlichen gleich der paramagnetischen Suszeptibilität des medizinischen Implantates ist.

- 5 18. MR-Bildgebungsverfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass das Kontrastmittel wenigstens einen Stoff aus der Gruppe der Ferrite enthält.

- Zusammenfassung -

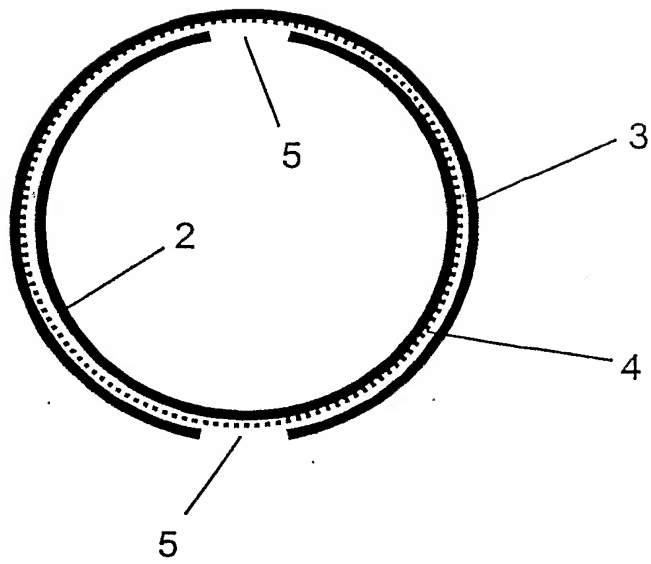
### Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft ein medizinisches Implantat oder Instrument, insbesondere Gefäßendoprothese (Stent), mit einem deformierbaren Strukturteil. Zur  
5 Bereitstellung eines solchen Implantates, das MR-kompatibel ist und außerdem einfach und kostengünstig hergestellt werden kann, schlägt die Erfindung vor, dass das Strukturteil zwei- oder mehrschichtig aufgebaut ist, wobei die Schichten (2, 3) unterschiedliche elektrische und/oder magnetische Eigenschaften haben. Insbesondere schlägt die Erfindung vor, dass das  
10 Strukturteil eine Gerüststruktur mit Unterbrechungen (5) aufweist, wobei sich in unterschiedlichen Schichten (2, 3) des Strukturteils die Unterbrechungen (5) jeweils an unterschiedlichen, nicht direkt übereinander liegenden Positionen befinden.

Fig. 1



1



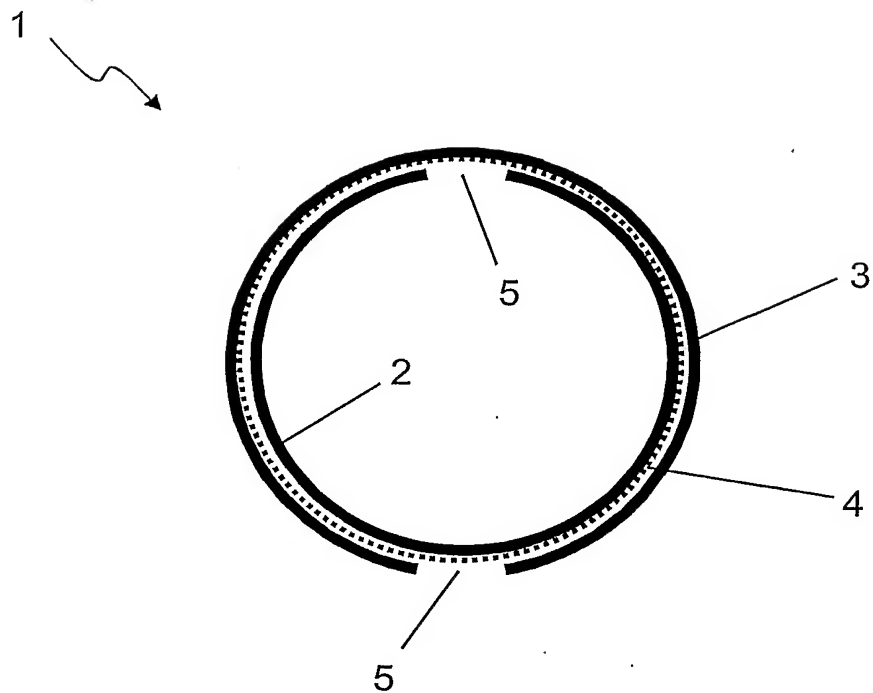


Fig. 1

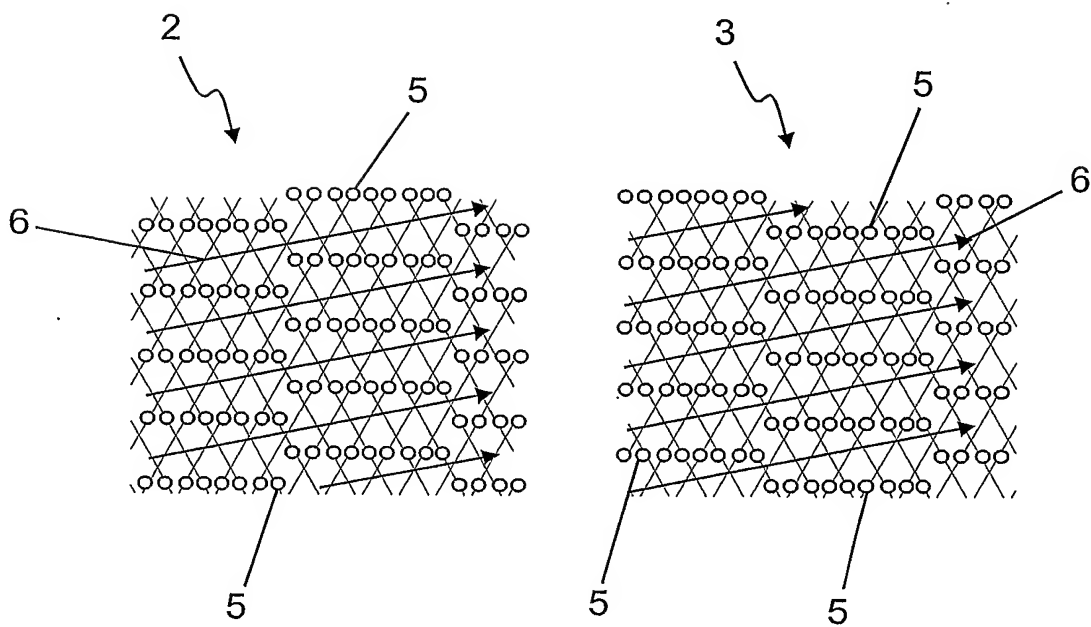


Fig. 2

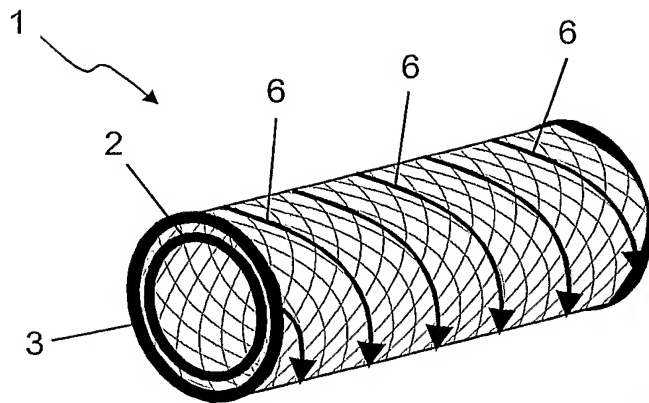


Fig. 3

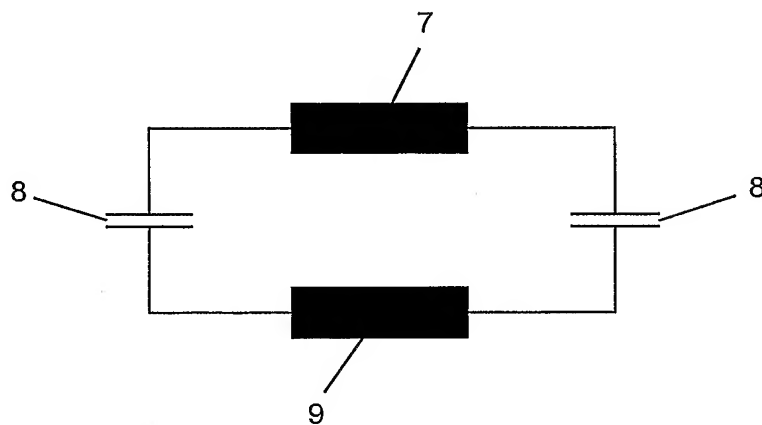


Fig. 4

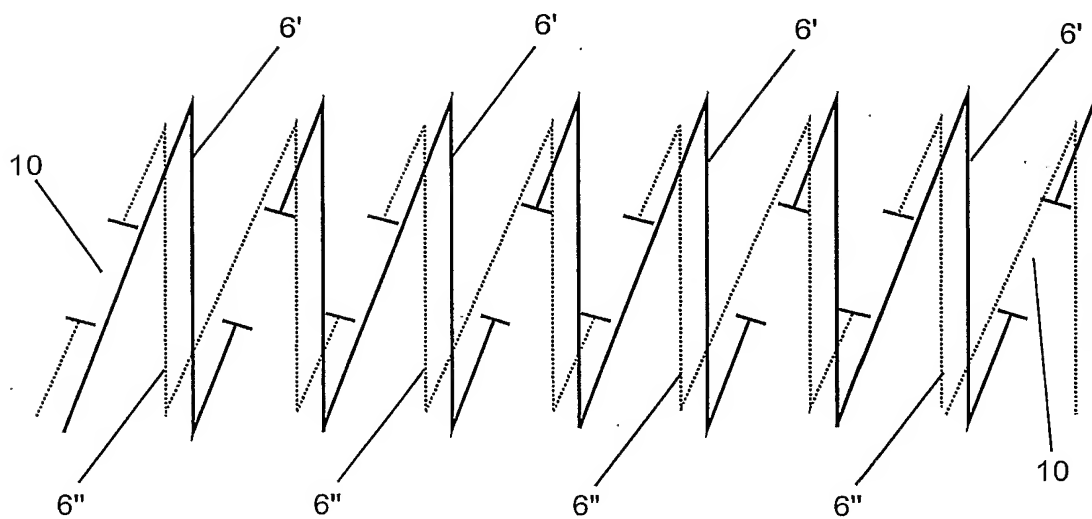


Fig. 5